

JP 62-186864
Q90681

Artificial vessel, with good polyurethane elasticity - is prepd. by melting heat-plastic polyurethane elastic body, spinning into fibre, breaking into filaments, and layering into seat form

Patent Assignee: KANEBO LTD

Patent Family

Patent Number	Kind	Date	Application Number	Kind	Date	Week	Type
JP 62186864	A	19870815	JP 8629484	A	19860212	198738	B
JP 94075594	B2	19940928	JP 8629484	A	19860212	199437	

Priority Applications (Number Kind Date): JP 8629484 A (19860212)

Patent Details

Patent	Kind	Language	Page	Main IPC	Filing Notes
JP 62186864	A		7		
JP 94075594	B2		6	A61L-027/00	Based on patent JP 62186864

Abstract:

JP 62186864 A

Prodn. of artificial vessel comprises the following. Heat-plastic polyurethane elastic body is melted and spun into fibre. The fibre is broken into filaments by high speed and high temp. air. The filament is layered into seat form and non-woven fabric of polyurethane elastic fibre is obtd. The non-woven fabric is formed into porous tube by heat forming. After the forming the inside of the tube is treated with low temp. plasma of fluorine cpd. and albumin is adsorbed to the plasma treated tube.

USE/ADVANTAGE - The artificial vessel has good properties of polyurethane elasticity. This vessel is made of the porous polyurethane, so biotissues are easily entered and held. The side of the vessel which contacts blood is treated with low-temp. plasma of fluorine cpd. and adsorbing albumin. So this vessel has a strong antithrombotic effect and is used for an artificial vessel of small caliber. The shaping property, strength, durability and antithrombotic effect of this vessel is improved compared with known artificial vessels. Organic solvents are not used, so this vessel is safe for human bodies.

0/0

Derwent World Patents Index

⑫ 公開特許公報(A)

昭62-186864

⑤ Int. Cl.⁴

識別記号

庁内整理番号

⑬ 公開 昭和62年(1987)8月15日

A 61 L 27/00

B-6779-4C

審査請求 未請求 発明の数 1 (全7頁)

⑭ 発明の名称 人工血管の製造方法

⑯ 特 願 昭61-29484

⑰ 出 願 昭61(1986)2月12日

⑱ 発 明 者	近 藤	義 和	防府市鐘紡町6番8-406
⑱ 発 明 者	小 川	康 弘	吹田市垂水町3丁目7番34号
⑱ 発 明 者	吉 川	悦 雄	奈良県北葛城郡当麻町南今市374番地
⑲ 出 願 人	鐘 紡 株 式 会 社		東京都墨田区墨田5丁目17番4号

明 細 書

1. 発明の名称

人工血管の製造方法

2. 特許請求の範囲

- (1) 熱可塑性ポリウレタン弾性体を熔融紡糸後、高速高温気体に随伴し細化して得られた実質的に連続したフィラメントをシート状に積層して得られたポリウレタン弾性繊維不織布を芯棒に巻き付け、加熱成型し多孔性の管状体とした後、該管状体の少なくとも内面をフッ素化合物の低温ガスプラズマ処理を施し、次いでアルブミンを吸着させる事を特徴とする人工血管の製造方法。
- (2) ポリウレタン弾性繊維の平均直径が30ミクロン以下である特許請求の範囲第1項記載の製造方法。
- (3) 加熱成型の温度が70～200℃である特許請求の範囲第1項記載の製造方法。
- (4) プラズマ処理を施した管状体の内面をアルブミン水溶液に浸漬することにより、アルブ

ミンを吸着させる特許請求の範囲第1項記載の製造方法。

3. 発明の詳細な説明

(産業上の利用分野)

本発明は人工血管に関する。さらに詳しくは内面が特にすぐれた抗血栓性を有し、直径の小さい部位にも使用可能な人工血管及びその製造方法に関する。

(従来の技術)

人工血管に関する研究は今世紀の初頭より数多くなされてきており、その成果としてポリエステル繊維の管状織編物及び延伸ポリテトラフルオロエチレンの多孔性チューブが実用化されている。しかしこれらの実用段階にある人工血管はその適用部位が内径6mm以上の比較的太い動脈に限られており、これ以下の小動脈や静脈用についてはまだ充分な臨床成績をあげるに至っていない。その理由としては小動脈の場合、小直径であるがゆえに凝血が生じた場合閉塞しやすいこと、さらに小動脈や静脈では血流速度が速いため凝血の成長

が通く、閉塞しやすいことがあげられる。また、現在実用化されている人工血管はすべてのものが最終的には生体による偽内膜形成により抗血栓性を獲得し、安定化されるものであるが、この場合内皮の過形成による血管内腔の狭さくが発生し、これが原因となって閉塞することがある。これには人工血管の構造、例えば新生内皮の保持能力が低い場合に起こることも考えられている。

上記の様な問題点を克服し、性能のすぐれた人工血管を開発しようとする試みが近年数多くなされている。なかでも、人工血管の材料をエラストマーに求めたもの、特にエラストマーのうちでもポリウレタンを用いたものが数多く提案されている。それらは大別すればエラストマーを繊維形態として用いるものと多孔体として使用するものとなる。

このうち繊維形態として用いるものとしては、ポリウレタンよりなる繊維形成重合体を含有する液体組成物を静電的に紡糸して繊維とし、かかる繊維を形付き成形具上に捕集して得た導管桶縦

塩や他の水溶性物質等の造孔剤をポリマー溶液に混合し、付形後この無機塩を溶解除去することにより多孔化したり、ポリマーの良溶媒と貧溶媒の置換により微孔を生じさせ、多孔化するものである。

又、材料そのものへの抗血栓性付与の方法としては、例えば表面の電荷をマイナスにする方法（特開昭58-149915号公報など）、表面エネルギーに差異があるマイクロドメイン構造にする方法（特公昭57-81347号公報など）、フッ素樹脂又はシリコン樹脂を使い表面エネルギーを低下させる方法（特公昭51-18991）、吸水ゲル等を用い表面エネルギーを増大させる方法（特公昭59-17444号公報など）、ヘパリンの固定化（特公昭59-15122号公報、特公昭59-15121号公報など）、ウロキナーゼの固定化（特開昭58-5302号公報など）アルブミンの固定化（特開昭57-198703号公報など）の方法がある。中でもヘパリン、ウロキナーゼ、アルブミン等を材料表面に固定化す

材及びその製法（特開昭52-110977号公報）、上記成形具を改良した製法（特開昭54-151675号公報）、該人工血管の力学的特性を生体血管と同一としたもの及びその製法（特開昭59-11864号公報）及び静電気紡糸により得られる繊維構造物の一方の側と反対側で繊維形成重合体組成物を変化したもの及びその製造方法（特開昭60-190947号公報）がある。

さらに別の方法としては心棒上に繊維材料を押し出しながら該心棒を回転させて巻きとり、多孔性チューブとする方法（特開昭58-157465号公報）、ポリマー溶液をノズルを通してスプレーすることにより単繊維とし、これを心棒に巻きつけて管状人工血管とする方法（特開昭59-181149号公報）がある。

ポリマーを多孔化するものについても付言すれば（特開昭57-150954号公報、特開昭59-225053号公報、特開昭60-2254号公報等）があるが、これらはいずれもポリマー溶液を出発とするものであり、多孔化方法は無機

る事により、良好な血小板粘着能を示し、抗血栓材料として、すぐれたものが得られるものの、機械的強度、耐久性、抗血栓性の点で十分なものは出ていない。

（発明が解決しようとする問題点）

上記提案の主たる目的は抗血栓性にすぐれた材料を用い、かつ力学的特性を生体血管に近似させることにより血栓形成を防止し、さらには多孔性とする事により新生組織の侵入、保持を良くしようとするものである。

しかしながら、上記提案はほとんどがポリマーを有機溶液として用いるため、人工血管とする場合、溶媒の完全除去が不可決であること、そしてこの溶媒除去が困難であり、工程が複雑になることが問題である。静電気紡糸においては高電圧を必要とするので危険であり、又装置が複雑となるという欠点を有する。さらに多孔化法について言えば、独立気泡を多く有するスポンジ状多孔体とする方法は、血管としての力学的強度が低下するばかりでなく、管全体の力学的特性の均一化が困

難であるという問題点を有している。また、全体を抗血栓性材料とした場合抗血栓性がすぐれていれば、管壁に連通孔が存在する場合該連通孔からの漏血が問題になる。

本発明の目的は上記の問題点を解決し、内面がすぐれた抗血栓性を有し、かつ外面よりの組織侵入が容易で治癒安定化にすぐれるとともに、力学的性質にもすぐれた小口径人口血管に応用可能な人工血管を、一切溶媒を使用しない完全なドライプロセスにより、安価で効率的に製造する方法を提供することにある。

(問題点を解決するための手段)

本発明の方法は、熱可塑性ポリウレタン弾性体を熔融紡糸後、高圧高温気体に随伴し細化して得られた実質的に連続したフィラメントをシート状に積層して得られたポリウレタン弾性繊維不織布を芯棒に巻き付け、加熱成型し多孔性の管状体とした後、該管状体の少なくとも内面をフッ素化合物の低温ガスプラズマ処理を施し、次いでアルブミンを吸着させる事の特徴とする。

本発明の方法に用いるポリウレタン不織布は、例えば次の方法で製造することができる。前記の熱可塑性ポリウレタン弾性体を熔融し、例えば特公昭41-7883号公報に記載された紡糸装置を用い、紡糸口金から吐出しノズルの両端から噴出する高温気体流によりフィラメントを細化せしめる。細化されたフィラメントは実質的に集束されることなく、例えば移動するコンベアネット等の捕集装置上で気体流と分離され、該ネット上に積層される。積層されたフィラメントは自己の有する熱により互いに接合される。捕集装置上に積層後冷却固化する前または後にローラー等を用い加熱加圧して接合せしめてもよい。

いずれの方法においても、不織布はポリウレタン弾性繊維自体の接合よりなるものであり、溶剤、接着剤等は使用しない。従って、不純物、溶出物等が極めて少ない不織布を得る事が出来る。

本発明方法において不織布を形成するポリウレタン弾性繊維の平均直径は、ポリウレタンの吐出量、紡出速度、引張り速度等により任意に選択す

る。本発明方法に適用するポリウレタン弾性体は公知の熱可塑性ポリウレタン弾性体であり、分子量500～8000のポリオール、例えばジヒドロキシポリエーテル、ジヒドロキシポリエステル、ジヒドロキシシリコン、およびこれらのブロック共重合体等と、分子量500以下の有機ジイソシアネート、例えばp, p'-ジフェニルメタンジイソシアネート、トリレンジイソシアネート、ヘキサメチレンジイソシアネート等と、鎖伸長剤、例えば水、ヒドラジン、ジアミン、グリコール等との反応により得られるポリマーからなる。これらのポリマーのうち特に良好なものは、ポリオールとしてポリテトラメチレングリコールまたはポリテトラメチレングリコールとシリコンのブロック共重合体を用いたポリマーである。また有機ジイソシアネートとしてはp, p'-ジフェニルメタンジイソシアネートが好適である。また、鎖伸長剤としてはグリコールが好適で、1, 4-ブタンジオール、ビスヒドロキシエトキシベンゼン特に好適である。

ることができるが、人工血管用としては平均直径は30ミクロン以下が好ましい。更に好ましくは20ミクロン以下である。繊維の直径が大きくなると人工血管の内壁の粗度が大きくなり血栓が生成しやすくなる。

このようにして得られたポリウレタン弾性繊維不織布としては、目付10g/m²～50g/m²のものが好適である。目付が小さいと取扱いが困難となり、大きいと芯棒に巻きつけた端が段になりやすい。

管状体はポリウレタン弾性繊維不織布を芯棒に巻き付けて成型するが、成型する際に使用する芯棒としては、加熱成型後管状体を引き抜くために、ポリウレタン繊維との膠着を生じ難い材質が望ましく、フッ素樹脂をコーティングした鉄棒、フッ素樹脂丸棒などが好適に用いられる。尚、加熱成型後芯棒を引き抜くことが可能なのはポリウレタン弾性繊維よりなる本願多孔性管状体が伸縮性を有するためであり、伸縮性のない素材チューブでは殆ど不可能である。

成型に用いる加熱温度および時間はポリウレタン不織布が、互に接合して一体化させるために70～200℃が好ましく、より好ましくは90～180℃であり、特に100～150℃が好適である。このようにして得られる多孔性管状体は、ポリウレタン弾性繊維の不織布が互に熱により強固に接合され一体化したものであり、管状体の内腔の直径及び肉厚は芯棒と型枠の寸法により変えることが出来る。

人工血管という観点からすれば管状体の内腔の直径は2～40mmであるが、本発明の特徴を發揮するには2～20mm、さらには3～15mmであることが好ましい。管状体の肉厚は0.1～5mm、好ましくは0.2～3mmである。また本発明の人工血管の多孔性は一定の肉厚の管状体を用いる不織布の量によって任意に調整する事が出来る。

多孔性は一般には孔径分布と気孔率で表わせるが、人工血管の場合透水率で表現するのが一般的であり、かつ実際のでもある。特に、本発明の多

孔性管状体のように繊維の構造体よりなる場合には透水率で表わすのが好ましい。透水率とは120mmHgの圧力下で人工血管の管壁1cm²当り1分間に通過する水量(ml)をいう。本発明においては、この透水率が3000ml/分以下、好ましくは1500ml/分以下、さらに好ましくは500ml/分以下である。

本発明の低温ガスプラズマは常法により発生させる事ができる。例えば通常10⁻⁴～10 Torr、好ましくは10⁻³～10⁰ Torr、更に好ましくは5×10⁻²～5×10⁻¹ Torrの真空度において高電圧を印加する事によって発生させる。高電圧は直流でも交流でも可能であるが、プラズマ発生の容易さ、プラズマの安定性、処理効果の均一性から13.56MHzの高周波の使用が好ましい。高周波電圧印加用の電極は、プラズマ反応器の内部にある内部電極方式及び外部に設けた外部電極方式があり、又、各々について容量結合型電極及び誘導結合型電極があるが、いずれも利用できる。

管状体の内面への低温ガスプラズマ処理は、管

状体を真空容器に入れ、管状体の内側にモノマーを導入し、プラズマを発生させる事によって内面を選択的にプラズマ処理できる。好ましくは、管状体の外側を管状体に密着する内径を有するプラスチック或いはガラス、セラミック等の非金属性チューブで覆い、管状体の一方を真空に吸引し、他方よりモノマーを導入して管状体の内部のみにモノマーのプラズマを発生させ、管状体の内面のみを選択的にプラズマ処理する。更に好ましくは、上記方法において高周波電圧を印加する電極を管状体の長さ方向に一定速度で移動させれば、より均一なプラズマ処理が可能となる。

フッ素化合物の低温ガスプラズマによる重合膜の形成及び表面処理状態は真空度、出力、時間、モノマー流量等のいわゆるプラズマパラメータに依存する。一般にモノマー流量の増加、真空度の低下、及び重合時間の増加により重合膜の形成量は増大する。

フッ素化合物はガス状でプラズマ反応器中へ導入する。高沸点の化合物については適当な加熱装

置により加熱・気化し導入する。導入するモノマーの量はプラズマの発生状態、及び生成物の性状に大きく影響するものであり、通常10⁻⁴～10 Torr、好ましくは10⁻³～10⁰ Torr、更に好ましくは5×10⁻²～5×10⁻¹ Torrである。フッ素化合物の圧力が10⁻⁴ Torrより小さい場合は、プラズマの発生が十分でなく、不織布表面のプラズマ重合膜の形成或いは表面改質は十分でない。又、10 Torrを越えるとプラズマ発生が不安定であったり、又は重合物の性状が十分でないか、又は処理が不均一になり好ましくない。モノマーの導入と同時にモノマーを活性化するガス、例えば窒素、アルゴン、ヘリウム等のガスの併用も可能である。但し、モノマー及びこれらのガスの圧力が10⁻⁴～10 Torrの範囲となる事が好ましい。

プラズマの出力は電極の単位面積当り、通常高々3W/cm²、好ましくは高々2W/cm²、更に好ましくは0.05～1W/cm²である。3W/cm²以上では、プラズマ重合膜の架橋度が大きくなり、

皮膜強度の低下や着色成いは基材である不織布の損傷がある。プラズマ重合時間は長い程十分な重合膜の形成や表面フッ素化処理が出来るが、反面重合膜の架橋密度の増大やエッチング等による変性、劣化が生じる為、通常1～3600秒、好ましくは30～1800秒である。

フッ素化合物の低温ガスプラズマ処理により、不織布の表面成いは不織布を構成するポリウレタン繊維表面にフッ素化合物のプラズマ重合膜の形成、成いはフッ素化表面の形成がなされる。プラズマ重合膜は、不織布表面成いはポリウレタン繊維表面に通常50 Å～100 Å以上形成されている。これは、表面の電子顕微鏡観察接触角測定、IRやESCA等の分光学的測定より確認される。プラズマ重合・処理法の大きな特徴は、50 Å～100 Åといった超極薄膜でも均一に付与できる点である。

本発明に使用するフッ素化合物は分子内に炭素の骨格とフッ素原子を有していればよく、特に限定されない。分子中に、ベンゼン環成いはOH基、

わかる。

フッ素系化合物の低温ガスプラズマを施された不織布は極めてアルブミンの選択吸着性にすぐれており、アルブミン水溶液に短時間浸漬するだけで容易にその表面にアルブミン吸着層を形成できる。

例えば、通常0.001%以上、好ましくは0.01%以上、更に好ましくは0.05%以上のアルブミン水溶液に1～10分程度浸漬するだけで吸着は完結する。吸着温度は常温でよい。

アルブミン吸着量はプラズマ条件、アルブミン吸着条件によって異なるが、不織布単位面積当たり通常 $1 \times 10^{-8} \text{ g/cm}^2$ 以上、好ましくは $1 \times 10^{-7} \text{ g/cm}^2$ 以上更に好ましくは $1 \times 10^{-6} \text{ g/cm}^2$ 以上である。吸着したアルブミンの量が $1 \times 10^{-8} \text{ g/cm}^2$ 未満では、抗血栓性への効果や生体細胞の付着、侵入及びそれによるすみやかな偽内膜形成への効果に乏しい。

一般にアルブミンを優先的に吸着する材料は優れた抗血栓性を示し、一方フィブリンやフィ

CO基等の官能基や二重結合、三重結合等含むものは、接触角成いは着色等の問題があり良好なプラズマ重合膜を形成しにくい。又、フッ素化合物中のフッ素含有率も高い方がよく、好ましくは50%以上である。好適なフッ素化合物としては、例えば CF_4 、 C_2F_6 、 C_3F_8 、 C_4H_{10} 、 C_5H_{12} 、 C_6H_{14} 等のパーフルオロアルキル系化合物又はパーフルオロアルキル基よりなる環状化合物が挙げられる。

フッ素系化合物のプラズマ重合膜の組成・構造は必ずしも定かではないが、重合膜の溶剤溶解性がない事、水に対する接触角が 100° 以上、好ましくは 105° 以上である事、及びフッ素導入により特徴づけられるC-Fの吸収がIR或いはESCA等で認められる事が特徴としてあげられる。

プラズマ重合膜の厚さは、好ましくは50 Å以上、更に好ましくは100 Å以上であればよい。電子顕微鏡観察によると、高々10 μmの厚さの均一な膜を形成しており、本発明の不織布ではこれらの構成繊維の表面を薄い膜で被っている事が

ブリーノゲンを強く吸着する材料は抗血栓性に劣ることが知られている。またあらかじめアルブミンを材料に吸着しておくと、その材料の抗血栓性が向上するということも知られている。この理由は、アルブミンが糖鎖を全く含まない蛋白質であるため血小板膜上の受容体と結合できず、血小板を活性化することが少ないためと推定されている。

本発明では、フッ素化合物の低温ガスプラズマ処理を施した後アルブミンを吸着させるため、その吸着量が未処理のものに吸着させた場合に比べ著しく高まり、前述の抗血栓性効果をより良く発揮するものと思われる。またフッ素化合物のプラズマ重合膜も（表面エネルギーが小さくかつ滑らかな表面であるため、血小板の粘着性が小さい）抗血栓性効果に寄与しているものと推定される。

さらには、アルブミンが生体由来材料であることから本発明による人工血管を体内移植した場合、生体細胞の付着や侵入がすみやかで、偽内膜形成が早期に行なわれることが期待される。

本発明のアルブミン吸着は従来のアルブミン吸

着のメカニズムとは異なると思われる。即ち、従来のアルブミンの付着、固定の方法としては、化学結合による方法、又はイオン結合による方法或いはヒドロゲルにより包埋する方法があるが、アルブミンは共有結合又はイオン結合する事により、アルブミンの生活性が変化し、抗血栓性の低下がある。ヒドロゲル等ポリマーゲルの網目の中に封じ込める方法では、アルブミンが水溶性かつ極めて小分子である為に簡単に外部へ溶出し効果の持続性がない。これに対し、本発明のフッ素化合物プラズマ処理物のアルブミンの特異な吸着挙動の原因は明らかでないが、フッ素化合物プラズマ処理物の疎水性とアルブミンの疎水基の疎水-疎水相互作用によるものであると思われる。他の付着方法と異なる有利な点はアルブミンの固定に特定の化学結合及びイオン結合を使わない為に、アルブミンの生活性の変化がない事及びゲル等への包埋固定と異なり付着力の持続性がある事である。特に表面吸着である為にアルブミンの使用量が従来のもより極めて少なくよく、又疎水-疎水

ものから、ほぼ完全に胞体を拡張して類円形を呈し、完全に粘着したもの。

この場合、形態変化の少ないもの、即ちⅠ型が多い程抗血栓性が良いといえる。

(実施例)

以下、実施例を示し、本発明を更に詳細に説明する。なお、水溶液中のアルブミン濃度は278 nmのUV吸光度より求めた。

実施例1

脱水した水酸基価102のポリテトラメチレングリコール5325部(以下、部はすべて重量部を意味する。)と1,4-ブタンジオール220部とをジャケット付のニーダーに仕込み、撹拌しながら充分に溶解した後、85℃の温度に保ち、これにp,p'-ジフェニルメタンジイソシアネート1985部を加えて反応させた。

撹拌を続けると約30分で粉末状のポリウレタンが得られ、これを押出機によりペレット状に成形しジメチルホルムアミド中2.5℃で測定した濃度1g/100mlの相対粘度が2.25のポリウ

レタン弾性体を得た。

このようにして得たポリウレタン弾性体のペレットを原料とし、1列に配列した直径0.8mmのノズルの両側に加熱気体の噴射用スリットを有する熔融ブロー紡糸装置を用い熔融温度233℃、ノズル当たり毎分0.15gの割合でポリマーを吐出し、200℃に加熱した空気を3.5kg/cm²の圧力でスリットから噴射して細化した。細化したフィラメントをノズル下方25cmに設置した30メッシュの金網からなるコンベア上で捕集し、ローラーではさんで引取り不織布を得た。この不織布はポリウレタン弾性繊維のモノフィラメントが開織されて複層しており、フィラメント間の交絡点は互に融着により接合されていた。この不織布の物性値は次のごとくであった。

抗血栓性の評価方法は数多く提案されているが、本発明では血小板の粘着及び形態の観察を行った。生理食塩水でリンスした試料上に雑種成犬の新鮮血より調製したPRPを滴下する。1分後PRPを除去し、生理食塩水で洗浄した後、グルタルアルデヒドにて室温固定、さらにアルコール脱水、臨界点乾燥を行った後、走査型電子顕微鏡により付着血小板数を観測すると同時に付着血小板の形態変化を観察する。形態変化は次の3つに分類する。

Ⅰ型：正常の円盤形から球状化して3~4本の偽足を出したもの、材料表面への粘着が比較的弱いもの。

Ⅱ型：数本以上の偽足を伸ばして偽足の長さの半分まで薄い胞体を広げたもので強く粘着したもの。

Ⅲ型：偽足の長さの半分以上に薄い胞体を広げた

レタン弾性体を得た。

目付 15g/m²
引張強力 0.12kg/cm
破断伸度 520%
剛軟度 10mm
フィラメント直径 5ミクロン

次いで、この不織布を直径5mmのフッ素樹脂でコーティングした芯棒に巻き付けた後、内径7mmの円筒状の型枠に入れ150℃で10分間加熱成型した。芯棒を引き抜いてポリウレタンの多孔性の管状体を得た。この管状体は不織布が互に強固に接合され、一体化した構造であった。

続いて管状体の内面にCF₄モノマーのガスを流し、外側に内面より若干圧力が高くなるようアルゴンガスを流した。アルゴンガスの圧力は1mbarとした。13.56MHzの高周波を30Wの出力で5分間印加し、筒状体の内面をフッ素化合物の低温ガスプラズマ処理を行った。内面の水に対する接触角は117.6°であり良好な親水性を示した。

アルブミンの吸着は、0.1%のアルブミン水溶液に浸し、溶液を攪拌して行った。残液のアルブミン濃度より、吸着量を求めた。

吸着量はプラズマ未処理のものが、 3.1×10^{-9} g/cm²であるのに対してプラズマ処理品は 1.2×10^{-8} g/cm²であった。

この管状体の透水性を測定したところ380

ml/分であった。さらに、本明細書中に述べた方法で抗血栓性の評価を行った結果を第1表に示す。第1表より内面の抗血栓性が非常にすぐれており、人工血管として最適であることがわかった。

第1表

	血小板の粘着、形態変化
プラズマ処理アルブミン吸着面	粘着数 小、ほとんどがⅠ型
プラズマ未処理非アルブミン吸着面	粘着数 小、Ⅰ型+Ⅱ型

(発明の効果)

本発明におけるポリウレタン弾性繊維は相互に接合された多孔性の管状体であるため、ポリウレタンの弾性を始めとする生医学材料としての良好な特性を利用できるとともに、生体組織の侵入に有利でありかつ生体組織を保持し易いという利点を有する。さらに、少なくとも血液接触面がフッ素化合物の低温プラズマ処理及びアルブミン吸着処理により高い抗血栓を与えられているため、内面の高い抗血栓性を併せもち、小口径の人工血管としても使用できるという特長を有する。又、力

学的に良好なポリウレタン弾性繊維上へフッ素化合物プラズマ重合膜を形成させ、更にアルブミンを吸着させたものである為に、材料の力学的メリットを生かし、かつ材料の表面物性のみを抗血栓性に變化させたものであり、従来の材料にみられた成形性の悪さ、力学的強度の低さ、耐久性の低さ、又抗血栓性の変化等の欠点を大きく改良したものである。

又、本発明方法は溶剤を一切用いないため、溶剤の残存による人体への障害を考慮する必要がなく、全く安全であり、さらに特殊な材料、プロセス、条件をとらない為に極めて安価に製造できる等、大きなメリットがある。更に直線状の人工血管以外にテーパ付きのもの、枝分れのあるものなどもそれぞれに合った成形具を使用すれば容易に製造できる。

出願人 旭紡株式会社
カネボウ合繊株式会社